



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 103 01 497.7  
**Anmeldetag:** 16. Januar 2003  
**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE  
**Bezeichnung:** Magnetresonanz-Projektionsangiographie  
mit kontinuierlicher Tischverschiebung  
**IPC:** A 61 B, G 01 R

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 11. September 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Stanschus'.

Stanschus

## Beschreibung

Magnetresonanz-Projektionsangiographie mit kontinuierlicher Tischverschiebung

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT), wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf eine neuartige Aufnahmetechnik bei der die herkömmliche MR-Angiographie-Aufnahmetechnik verbessert wird.

Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinnresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstanten Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz räumlich linear variierbarer Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden, was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, z.B. die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung in der Schicht fest, z.B. die x-Achse) und die Phasenkodierung (be-

stimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, z.B. die y-Achse). Darüber hinaus kann durch Phasenkodierung z.B. entlang der z-Achse die selektierte Schicht bei 3D-Bildgebung in Partitionen unterteilt werden.

5

Es wird also zunächst selektiv eine Schicht, beispielsweise in z-Richtung, angeregt und eventuell eine Phasenkodierung in z.B. x-Richtung durchgeführt. Die Kodierung der Ortsinformation in der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder, die bei dem Beispiel einer in z-Richtung angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

10

15

Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz (z.B. Gradienten-Echo-Sequenz, FLASH) N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B.  $G^y$  wiederholt. Der zeitliche Abstand der jeweils anregenden HF-Pulse wird dabei als Repetitionszeit TR bezeichnet. Das Kernresonanzsignal (z.B. Gradienten-Echo-Signal) wird bei jedem Sequenzdurchgang durch den  $\Delta t$ -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) ebenfalls N-mal in äquidistanten Zeitschritten  $\Delta t$  in Anwesenheit des Auslesegradienten  $G^F$  abgetastet, digitalisiert und abgespeichert.

20

25

Auf diese Weise erhält man eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit  $N \times N$  Datenpunkten. Aus diesem Datensatz kann durch eine Fouriertransformation unmittelbar ein MR-Bild der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von  $N \times N$  Pixeln rekonstruiert werden (eine symmetrische Matrix mit  $N \times N$  Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen erzeugt werden). Aus physikalischen Gründen enthalten die Werte im Bereich des Zentrums der k-Matrix hauptsächlich Information über den Kontrast, die Werte im Randbereich der k-Matrix vorwiegend Information bezüglich der Auflösung des transformierten MRT-Bildes.

30

35

Auf die eben dargestellte Weise können Schnittbilder des menschlichen Körpers in alle Richtungen aufgenommen werden.

Die MRT als Schnittbildverfahren in der medizinischen Diagnostik zeichnet sich in erster Linie als "nicht-invasive"

5 Untersuchungsmethode aus. Dennoch sind insbesondere bei angiographischen Aufnahmen (d.h. Aufnahmen der Blutgefäße im

menschlichen Körper, speziell in durchbluteten Organen) der Kontrastgebung bei einer nativen MR-Bildgebung Grenzen ge-

10 setzt, die aber durch den Einsatz von Kontrastmitteln erheblich erweitert werden können. Die Wirkungsweise von Kontrast-

15 mitteln in der Magnet-Resonanz-Tomographie beruht generell auf einer Beeinflussung der für den Kontrast maßgeblichen Pa-

rameter, wie beispielsweise der longitudinalen oder transversalen Relaxationszeit  $T_1$  bzw.  $T_2$ . In der klinischen Anwendung

20 durchgesetzt hat sich das dreiwertige Gadolinium  $Gd^{3+}$ , das eine  $T_1$ -verkürzende Wirkung besitzt. Durch Einbindung in so-

genannte Chelatkomplexe (DTPA, Diethylentriaminepentaacetic acid) verliert Gadolinium seine Toxizität, so dass Gd-DTPA in

der Regel intravenös appliziert werden kann. Es wird eine Ve-

25 ne gewählt, die direkt zum Herzen führt, welches das Kontrastmittel schließlich in dem gesamten arteriellen System -

in der Regel vom Aortenbogen bis zu den Fußspitzen - verteilt. Bei gängigen Sequenzen ( $T_1$ -gewichtete Spinecho-

Sequenz, Gradientenecho-Sequenz usw.) bewirkt die beschleunigte  $T_1$ -Relaxation eine Erhöhung des MR-Signals, also eine

hellere Darstellung des betreffenden Gewebes im MR-Bild. Auf diese Weise können scharfe und kontrastreiche Bilder von bei-

30 spielsweise Kopf-, Hals-, Herz- oder Nierengefäßen gemessen werden.

30

Ein derartiges Kontrastmittelgestütztes Verfahren in der Magnet-Resonanz-Tomographie wird allgemein als "Kontrast-

verstärkte Angiographie" (engl.: Contrast Enhanced MR Angiography, CE MRA) bezeichnet. Die Qualität Kontrastmittelge-

35 stützter Gefäßaufnahmen hängt wesentlich von der zeitlichen Koordinierung der die Messung charakterisierenden Abfolge-

Schritte ab, was allgemein als Timing bzw. Kontrastmittel-

Timing bezeichnet wird. Die entscheidenden Abfolge-Schritte sind: Kontrastmittel-Injektion, Messdauer sowie Messung der Mitte der k-Raum-Matrix. Um einen möglichst guten Kontrast der Aufnahme zu erzielen ist anzustreben, dass während der  
5 Messung des mittleren Bereiches der k-Matrix eine maximale Kontrastmittel-Konzentration in dem interessierenden aufzunehmenden Bereich (engl.: FOV, Field Of View) vorhanden ist. Aus diesem Grund wird eine kontrastverstärkte Angiographie nach dem Stand der Technik wie folgt durchgeführt:

10

In den Körper wird intravenös ein Kontrastmittel injiziert, das sich über das Herz gleichmäßig über das arterielle Gefäßsystem - insbesondere vom Aortenbogen zu den Fußspitzen - verteilt. Dabei wird versucht, die Kontrastmittelanflutung  
15 (auch als "Bolus" bezeichnet) messtechnisch zu verfolgen, in dem nacheinander in dem interessierenden FOV Blöcke des Körperbereiches angeregt werden. Nach der Messung eines Blockes wird der Patient durch Tischverschiebung z.B. in Kopfrichtung um die Blockbreite verschoben und ein neuer Gefäßabschnitt in  
20 Form eines nächsten Blockes gleicher Dimension angeregt und vermessen. Die Messung eines 3D-Blockes mit beispielsweise einer Breite von 10 bis 15 cm dauert in etwa 22 Sekunden, so dass die Vermessung des gesamten Körpers vom Herz bis zu den Fußspitzen in etwa 1,5 Minuten beträgt.

25

Aufgrund der verhältnismäßig langen Messzeit bei einer solchen abschnittswisen Messung nach derzeitigem Stand der Technik kann die Kontrastmittelanflutung nicht exakt verfolgt werden. Dies führt einerseits dazu, dass Bilder unterschiedlicher Kontrastmittelphasen gemessen werden, andererseits die  
30 Anreicherung des Kontrastmittels in den Venen mitaufgenommen wird. Die Überlagerung des arteriellen Systems mit dem venösen System macht eine angiographische Aufnahme unbrauchbar.

35

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Verfahren bereitzustellen, durch das angiographische Aufnahmen in der Kernspintomographie verbessert werden.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

Erfindungsgemäß wird ein Verfahren zur Durchführung von angiographischen MRT-Messungen an einem auf einem Tisch liegenden Körper vorgeschlagen, aufweisend die folgenden Schritte:

- 10 (1) Anregen einer Körperschicht in einem blockförmigen Volumen durch Einstrahlen eines HF-Pulses bei gleichzeitigem Anlegen eines in Körperlängsrichtung geschalteten Schichtselektionsgradienten derart, dass sich das blockförmige Volumen zu Beginn der Anregung am Rand des Homogenitätswolumens des Grundfeldmagneten befindet und seine Breite in Schichtselektionsrichtung geringer als das maximal mögliche FOV ist,
- 15 (2) Räumliches Abtasten des blockförmigen Volumens durch Anlegen eines Phasenkodiergradienten in Schichtselektionsrichtung sowie eines senkrecht zu der Phasenkodiergradientenrichtung und in der Tischebene liegenden Frequenzkodiergradienten,
- 20 (3) Gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Körpers durch ein gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Tisches derart, dass sich das blockförmige Volumen gleichmäßig durch das Homogenitätswolumen des Grundfeldmagneten bewegt sowie
- 25 (4) zeitgleiches, gleichmäßiges, kontinuierliches Nachführen der Gradientenfelder entsprechend der Tischverschiebung derart, dass der abzutastende Block gegenüber dem Tisch und damit dem Patienten keine Relativbewegung erfährt bis das blockförmige Volumen das andere Ende des Homogenitätswolumens des Grundfeldmagneten erreicht hat und fertig gemessen ist.

35

Erfindungsgemäß werden die Schritte (1) bis (4) derart wiederholt, dass das Homogenitätswolumen des Grundfeldmagneten

relativ zum Körper soweit bewegt wird, bis ein gewünschter Körperbereich blockförmig vermessen worden ist.

5 Vorteilhafterweise werden nach Beendigung der Messung die vermessenen Körperbereiche zu einem Gesamtbild zusammengefasst.

Erfindungsgemäß können nach der Anregung des jeweiligen Blockes unterschiedliche Projektionsrichtungen vermessen werden.

10

Speziell können hierbei die Projektionsrichtungen frontal und/oder 45° coronal-sagital und/oder -45° coronal-sagital gemessen werden.

15 Weiterhin wird erfindungsgemäß ein Magnetresonanztomographie-Gerät vorgeschlagen das zur Durchführung der Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 4 geeignet ist.

20 Ferner wird gemäß der Erfindung ein Computersoftwareprodukt vorgeschlagen, das ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4 implementiert, wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

25 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspin-Tomographiegerät,

30 Figur 2 zeigt schematisch eine 3D-Angiographie-Messung nach dem Stand der Technik,

35 Figur 3 zeigt die Anordnung der Gradientenfelder in einer perspektivischen Ansicht einer blockweisen 3D-Angiographie-Messung nach dem Stand der Technik,

Figur 4 zeigt die Vorgehensweise einer Projektionsangiographie-Messung gemäß der vorliegenden Erfindung,

5 Figur 5 zeigt die Anordnung der Gradientenfelder in einer perspektivischen Ansicht der erfindungsgemäßen Projektions-Angiographie-Messung bei koronarer Projektion,

Figur 6 zeigt das zeitliche Anflutungsverhalten des Kontrastmittels im arteriellen und im venösen Gefäßsystem.

10

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes mit verbesserter projektionsangiographischer Aufnahmetechnik gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem  
15 Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchen-  
den Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinsonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Messvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen  
20 Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert  
25 werden.

30

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes entlang  
35 einer definierten Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Dabei erzeugt eine erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 einen Schichtselektions-Gradienten  $G_s$ ,



eine zweite Teilwicklung einen Frequenzkodier-Gradienten  $G_F$  und eine dritte Teilwicklung einen Phasenkodier-Gradienten  $G_P$ . Erfindungsgemäß liegt der Frequenzkodier-Gradient  $G_F$  bei koronarer Projektion in Links-Rechts-Richtung relativ zum Patienten an, während die beiden anderen Gradienten - Schichtselektions-Gradient  $G_S$  und Phasenkodiergradient  $G_P$  - in der gleichen Richtung, nämlich in Richtung der Körperlängsachse, anliegen. Der Grund für eine derartige erfindungsgemäße Gradienten-Anordnung wird später genauer erläutert.

10

Weiterhin umfasst jeder Verstärker 14 einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

15

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfasst weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basis-

20

25

30

35

frequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über  
5 eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4  
strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in  
das Messvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale  
ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im  
Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich  
10 demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler  
in Realteil und Imaginärteil des Messsignals umgesetzt. Durch  
einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Mess-  
daten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten,  
der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anla-  
15 genrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen  
kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der je-  
weils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtas-  
ten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung  
18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aus-  
20 senden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Ampli-  
tude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis  
für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18  
wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die  
Konfiguration des MRT-Gerätes, die Auswahl entsprechender  
25 Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die  
Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein  
Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bild-  
schirme umfasst.

30 Der Anwender kann auf dem Bildschirm des Terminals 21 unter-  
schiedliche Karten (engl.: Pop-Up) aufrufen, über die er das  
MRT-Gerät entsprechend konfigurieren kann. Diese Karten wer-  
den vom Anlagenrechner 20 generiert. In diesen Karten werden  
Eingabefenster angezeigt, in die der Anwender Mess-  
35 Parameterwerte eingeben und somit MRT-Geräte-Einstellungen  
vornehmen kann. Diese Karten sind thematisch aufgeteilt. So  
gibt es beispielsweise eine CONTRAST-Karte, in der unter an-

derem der Flipwinkel eingestellt werden kann, eine ROUTINE-Karte, in der beispielsweise die Echozeit, die Repetitionszeit, die Schichtanzahl eingegeben werden kann, eine AUFLÖSUNG-Karte, in der die k-Matrix konfiguriert werden  
5 kann, eine SEQUENZ-Datei, in der der gewünschte Sequenztyp (Gradientenechosequenz, Steady-State Spinechosequenz, True-Fisp, EPI, FLASH, etc.) ausgewählt werden kann, usw.

Speziell bei angiographischen Aufnahmen ist es wichtig, die  
10 jeweiligen Körperbereiche im richtigen Verhältnis zum Zeitpunkt der Kontrastmittelinjektion und damit zum zeitlich-örtlichen Verlauf des Kontrastmittels zu messen.

In Figur 6 ist der zeitliche Verlauf der Kontrastmittelanreicherung im arteriellen und im venösen System eines definiert  
15 angeregten Körperabschnittes dargestellt. Nach dem Zeitpunkt der Kontrastmittelinjektion  $t_1$  steigt die Signalintensität im arteriellen System steil an. Die Zeitspanne, bis eine signifikante Kontrastmittelanreicherung (75-80% des Maximalwertes)  
20 im arteriellen Gefäßsystem erreicht ist, ( $t_1$  bis  $t_2$ ) wird üblicherweise als arterielle Bolus-Anflutungs-Zeit (engl.: Bolus-Arrival-Time, BAT) bezeichnet. Nach einer weiteren Zeitspanne ( $t_2$  bis  $t_3$ ) gelangt das Kontrastmittel-angereicherte Blut über die Kapillaren in das venöse Gefäßsystem, welches  
25 ab dem Zeitpunkt  $t_3$  ebenfalls einen signifikanten Signalbeitrag liefert.

Der Einfluss, den die venöse Kontrastmittel-Anreicherung auf eine CE MRA-Messung haben kann, wurde bereits angesprochen:  
30 Fällt die eigentliche Kontrastmessung eines ausgewählten definiert angeregten Bereiches zeitlich in den Bereich einer signifikanten Kontrastmittel-Anreicherung im venösen System, so überlagern sich im Bild arterielle und venöse Gefäße; die Aufnahme ist unbrauchbar.

35

Gemäß der vorliegenden Erfindung soll daher so gemessen werden, dass bei CE MRA-Aufnahmen die venöse Kontrastmittel-

Anreicherung in dem jeweiligen aktuellen Meßvolumen keinen signifikanten Beitrag liefert. Anschaulich ist dies dann der Fall, wenn die Messung des jeweiligen angeregten Meßbereiches in dem Zeitraum zwischen der arteriellen BAT (t2) und der venösen BAT (t3) durchgeführt wird (Figur 6).

Ein derartiges Aufnahmeverfahren wird erfindungsgemäß dadurch realisiert, dass die herkömmliche MR-Angiographie-Technik mit einer kontinuierlichen Tischverschiebung kombiniert wird.

10

Die konventionelle MR-Angiographie gestaltet sich - wie bereits eingangs erwähnt - derart, dass nach einer Kontrastmittelinjektion der Patient schrittweise verfahren und die Kontrastmittel-Anreicherung (-Anflutung) blockweise verfolgt und gemessen wird (üblicherweise werden vor der Aufnahme mit Kontrastmittel sogenannte Nativmessungen der interessierenden Körperregionen ohne Kontrastmittelanreicherung durchgeführt, die dann nach der Kontrastmittelaufnahme auf Bildebene von den Kontrastmittelaufnahmen subtrahiert werden, um nichtrelevantes Gewebe zu eliminieren). Dieses Verfahren ist in einer Seitenansicht auf den Patienten schematisch in Figur 2 dargestellt: Gezeigt ist ein zu untersuchender Patient, der auf einem Tisch 5 liegt, welcher relativ zu dem gestrichelt-kreisförmigen Homogenitätswolumen des Grundfeldmagneten in drei Schritten verfahren wird. Zunächst wird nach der Kontrastmittelinjektion im FOV durch eine entsprechende Gradientschaltung ein Block B1 angeregt, der den Unterleib enthält. Während der Block B1 abgetastet wird bleibt der Tisch in Ruhe. Nach der Abtastung wird der Tisch um die Blockbreite weitergefahren, so dass ein nächster unmittelbar anschließender Block B2 im FOV angeregt und gemessen werden kann, welcher den Oberschenkelbereich enthält. Nach dieser zweiten Messung wird der Tisch wiederum weitergefahren und ein die Unterschenkel enthaltender Block B3 gemessen.

35

In Figur 3 ist das Ergebnis dieses konventionellen Angiographie-Aufnahmeverfahrens perspektivisch dargestellt. Die

Messung eines Blockes bei dem konventionellen Verfahren erfolgt dadurch, dass durch einen Schichtselektionsgradienten in z.B. y-Richtung der Block definierter Dicke angeregt wird. Um einen dreidimensionalen Datensatz innerhalb dieses Blockes zu erhalten, wird z.B. in der y-Richtung die Blockdicke - mit Hilfe einer weiteren Phasenkodierung in y-Richtung - in viele dünne Partitionen unterteilt. Auf diese Weise wird in jedem Block ein stapelförmiger Rohdatensatz (k-Raum-Matrizen) erhalten, aus dem durch Bildverarbeitungsprozesse im Anlagenrechner angiographische MRT-Bilder berechnet werden. Der Grund für eine Phasenkodierung in links-rechts-Richtung besteht in der Verkürzung der Meßzeit. Insbesondere die Phasenkodierung in der zur Körperebene senkrechten Ebene, durch die die jeweilige Schicht in dem 3D-Stapel selektiert wird, ist sehr zeitaufwendig und legt den eigentlichen zeitlichen Rahmen für die MRT-Messung des Blockes fest. Derzeit werden für die Aufnahme eines Blockes etwa 22 Sekunden benötigt, was dazu führt, dass die Kontrastmittelanflutung nicht schritthaltend verfolgt werden kann und venöse Gefäße im späteren Bild sichtbar werden.

Die vorliegende Erfindung besteht nun darin, das Verfahren der MR-Angiographie mit einer kontinuierlichen Tischverschiebung zu kombinieren. Dabei wird gemäß Figur 4 im FOV durch einen in Körperlängsrichtung anliegenden Schichtselektionsgradienten eine etwa 15cm breite Schicht B4 angeregt, die als solche einen Block darstellt, der in diesem Falle den Oberschenkelbereich enthält. Zur Messung der Projektion dieses Blockes B4 wird erfindungsgemäß nach der Anregung des Blockes die Körperlängsrichtung als Phasenkodierrichtung verwendet. Die Frequenzkodierrichtung wird bei koronarer Projektionsrichtung in links-rechts-Richtung quer zur Körperlängsachse und senkrecht zur Normalen auf die Liegeebene des Patienten angelegt. Da erfindungsgemäß die Schichtselektionsrichtung mit der Phasenkodierrichtung übereinstimmt und damit das zu messende FOV in Phasenkodierrichtung bekannt und definiert eingeschränkt ist, können vorteilhafterweise Einfaltungsarte-

fakte in Phasenkodierrichtung vermieden und die Meßzeit wesentlich verkürzt werden.

Im Anschluss an die Anregung durch den Grundfeldmagneten 1  
5 sowie durch das Gradientenspulensystem 3 wird der angeregte  
Block B4 in der Projektionsrichtung senkrecht zur Körperebene  
räumlich hochaufgelöst durch die Sequenzsteuerung 18 inner-  
halb kürzester Messzeit gescannt, typischerweise in ca. 2,5  
10 Sekunden pro Block (pro Projektion). Während der Abtastung  
des Blockes findet eine gleichmäßige kontinuierliche Bewegung  
des Tisches 5 statt ( ca. 6cm/s ). Dieser Tischbewegung müs-  
sen - um eine Bildverschmierung zu vermeiden - erfindungsge-  
mäß alle drei Gradientenfelder (Schichtselektions-, Phasenko-  
dier- und Frequenzkodier-Gradient) kontinuierlich nachgefah-  
15 ren werden, damit der zu messende Block relativ zum Körper  
keine Relativbewegung erfährt. Dies geschieht entweder durch  
Beaufschlagung der jeweiligen Gradientenströme mit einem ge-  
eigneten Offset oder durch Überlagerung des jeweiligen Gra-  
dientenfeldes mit einem zusätzlichen Magnetfeld, beispiels-  
20 weise durch zusätzliche Spulen. Um eine korrekte Nachführung  
der Gradientenfelder zu gewährleisten, sollte daher die  
Blockdicke in z-Richtung kleiner sein als das halbe maximal  
mögliche FOV (siehe Figur 4). Erhalten werden somit blockwei-  
se Projektionsaufnahmen des arteriellen Gefäßsystems senk-  
25 recht zur Körperebene. Die erfindungsgemäße Gradientenorien-  
tierungen sowie die gewonnenen Blöcke sind (für den Fall ko-  
ronarer Projektionsrichtung) in Figur 5 perspektivisch darge-  
stellt.

30 Zur Verdeutlichung des erfindungsgemäßen Verfahrens sei im  
Folgenden eine Beispielrechnung durchgeführt:

Die nachfolgende Berechnung bezieht sich auf einen Scanner-  
Typ "Magnetom Sonata" der Firma Siemens. Ein solcher besitzt  
35 derzeit ein kugelförmiges Homogenitätswolumen mit einem  
Durchmesser von 400mm. Verwendet wird eine 3D-Gradientenecho-  
Sequenz vom Typ "FLASH".

Das Maß eines Anregungs-Blockes sei in der Draufsicht  
350mmx150mm. Die k-Matrix (Messmatrix) habe in der Horizon-  
talebene 1024x439 Pixel bei einer maximalen Inplane-Auflösung  
5 von 0,342mm x 0,342mm.

Bei einer vorgegebenen Repetitionszeit  $TR=5,0ms$  ergibt sich  
damit eine Messzeit pro Block  $T_{Block}$  von

$$10 \quad T_{Block} = 5,0ms * 439 = 2,465s \quad (\text{pro Projektion})$$

Für eine maximal mögliche Bildgebungslänge von  $\Delta z=140cm$  (de-  
finiert durch die Bauweise des MRT-Gerätes, Magnetom Sonata)  
können 10 Messungen (10 Blöcke der Breite 15cm) mit kontinu-  
ierlichem Tischvorschub durchgeführt werden. Dadurch ergibt  
15 sich eine Gesamtmesszeit  $T_{ges}$  von

$$T_{ges} = 10 * 2,465s \approx 25s$$

20 Die kontinuierliche Geschwindigkeit des Tischvorschubs ist  
einerseits abhängig von der Blockdicke (hier 15cm), anderer-  
seits von der (Inplane-) Auflösung (hier 100%):

$$v = 15,0cm/2,465s = 6,09 \text{ cm/s}$$

25 Bei beispielsweise 3 Projektionen pro Block (frontal,  $+45^\circ$ ,  
 $-45^\circ$ ) verringert sich die Geschwindigkeit des Tischvorschubs  
entsprechend um den Faktor 3:

$$30 \quad v = 15,0cm/2*2,465s = 2,03 \text{ cm/s}$$

Im Folgenden werden die Merkmale der vorliegenden Erfindung  
mit den entsprechenden sich daraus ergebenden Vorteilen zu-  
sammengefasst:

35

1. Durch eine gleichmäßig kontinuierliche Tischbewegung kann  
der arterielle Kontrastmittel-Bolus (die Kontrastmittel-

Anflutung) - z.B. vom Aortenbogen bis zur Fußspitze - schritthaltend verfolgt werden, wodurch einerseits eine sehr hohe räumliche und zeitliche Auflösung erreicht werden kann und andererseits keine Überlagerung des arteriellen Gefäßsystems mit dem venösen Gefäßsystem erfolgt.

2. Durch die Kombination des gleichmäßig kontinuierlichen Tischvorschubes mit einer optimierten Phasenkodier-Technik kann die (Gesamt-) Messzeit wesentlich verkürzt werden. Dies hat beispielsweise den Vorteil, dass die Kontrastmittel-Dosis signifikant verringert werden kann. Ferner können beliebige Projektionsrichtungen in sehr kurzer Zeit gemessen werden, beispielsweise 3 Projektionsrichtungen (frontal, +45° coronar-sagital, -45° coronar-sagital) in ca. 3 Sekunden. Die erfindungsgemäße Phasenkodier-Technik verhindert darüber hinaus Einfaltungsartefakte beispielsweise aufgrund von dickeren Patienten.

3. Die erfindungsgemäße Aufnahmetechnik ist einerseits IPA-kompatibel (engl.: Integrated Panoramic Array, IPA) andererseits PAT-kompatibel (engl.: Parallele Akquisitionen Technik, PAT), ohne dass spezielle Array-Spulen implementiert werden müssen. Einzelne Projektionen können auf dem Anlagenrechner auf einfache Weise fusioniert werden. Aufgrund der Nachführung des jeweiligen Aufnahmeblockes in einem FOV von ca. 30cm in z-Richtung könnten dedizierte MR-Angiographie-Scanner einen kürzeren Grundfeldmagneten aufweisen, was zu einer erheblichen Kosteneinsparung führt.



## Patentansprüche

1. Verfahren zur Durchführung von angiographischen MRT-Messungen an einem auf einem Tisch liegenden Körper, aufweisend die folgenden Schritte:

- 5 (1) Anregen einer Körperschicht in einem blockförmigen Volumen durch Einstrahlen eines HF-Pulses bei gleichzeitigem Anlegen eines in Körperlängsrichtung geschalteten Schichtselektionsgradienten derart, dass sich das blockförmige Volumen zu Beginn der Anregung am Rand des Homogenitätsvolumens des Grundfeldmagneten befindet und seine Breite in Schichtselektionsrichtung geringer als das maximal mögliche FOV ist,
- 10 (2) Räumliches Abtasten des blockförmigen Volumens durch Anlegen eines Phasenkodiergradienten in Schichtselektionsrichtung sowie eines senkrecht zu der Phasenkodiergradientenrichtung und in der Tischebene liegenden Frequenzkodiergradienten,
- 15 (3) Gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Körpers durch ein gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Tisches derart, dass sich das blockförmige Volumen gleichmäßig durch das Homogenitätsvolumen des Grundfeldmagneten bewegt sowie
- 20 (4) zeitgleiches gleichmäßiges kontinuierliches Nachführen der Gradientenfelder entsprechend der Tischverschiebung derart, dass der abzutastende Block gegenüber dem Tisch und damit dem Patienten keine Relativbewegung erfährt bis das blockförmige Volumen das andere Ende des Homogenitätsvolumen des Grundfeldmagneten erreicht hat und fertig gemessen ist.

30

2. Verfahren nach Anspruch 1,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,  
dass die Schritte (1) bis (4) derart wiederholt werden, dass das FOV relativ zum Körper soweit bewegt wird, bis ein gewünschter Körperbereich blockförmig vermessen worden ist.

35

3. Verfahren nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die vermessenen Körperbereiche zu einem Gesamtbild zu-  
sammengefasst werden.

5

4. Verfahren nach Anspruch 1 bis 3,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass nach der Anregung des jeweiligen Blockes unterschiedli-  
che Projektions-Richtungen vermessen werden.

10

5. Verfahren nach Anspruch 4,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Projektionsrichtungen frontal und/oder 45° coronal-  
sagital und/oder -45° coronal-sagital gemessen werden.

15

6. Magnetresonanztomographie-Gerät das zur Durchführung der  
Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 5 geeignet ist.

7. Computersoftware-Produkt,

20

dadurch gekennzeichnet,  
dass es ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5 imple-  
mentiert, wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiege-  
rät verbundenen Recheneinrichtung (18) (20) läuft.

## Zusammenfassung

Magnetresonanz-Projektionsangiographie mit kontinuierlicher Tischverschiebung

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT), wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren zur Durchführung von angiographischen MRT-Messungen an einem auf einem Tisch liegenden Körper, aufweisend die folgenden Schritte:

10

(1) Anregen einer Körperschicht in einem blockförmigen Volumen durch Einstrahlen eines HF-Pulses bei gleichzeitigem Anlegen eines in Körperlängsrichtung geschalteten Schichtselektionsgradienten derart, dass sich das blockförmige Volumen zu Beginn der Anregung am Rand des Homogenitätswolumens des Grundfeldmagneten befindet und seine Breite in Schichtselektionsrichtung geringer als das maximal mögliche FOV ist,

15

20

(2) Räumliches Abtasten des blockförmigen Volumens durch Anlegen eines Phasenkodiergradienten in Schichtselektionsrichtung sowie eines senkrecht zu der Phasenkodiergradientenrichtung und in der Tischebene liegenden Frequenzkodiergradienten,

25

(3) Gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Körpers durch ein gleichmäßiges kontinuierliches Verschieben des Tisches derart, dass sich das blockförmige Volumen gleichmäßig durch das Homogenitätswolumen des Grundfeldmagneten bewegt sowie

30

(4) zeitgleiches gleichmäßiges kontinuierliches Nachführen der Gradientenfelder entsprechend der Tischverschiebung derart, dass der abzutastende Block gegenüber dem Tisch und damit dem Patienten keine Relativbewegung erfährt bis das blockförmige Volumen das andere Ende des Homogenitätswolumen des Grundfeldmagneten erreicht hat und fertiggemessen ist.

35

Figur 4

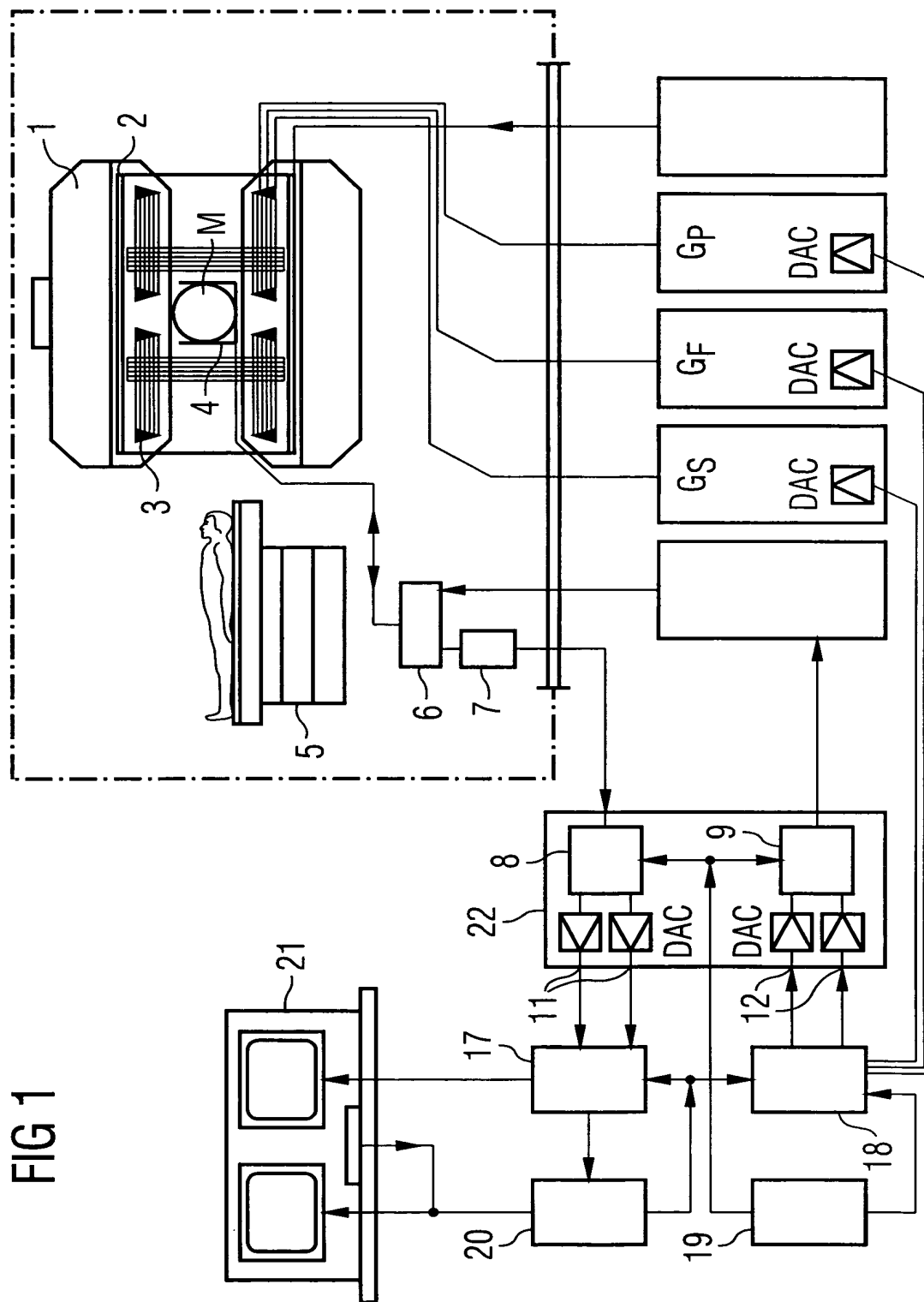


FIG 1

FIG 2

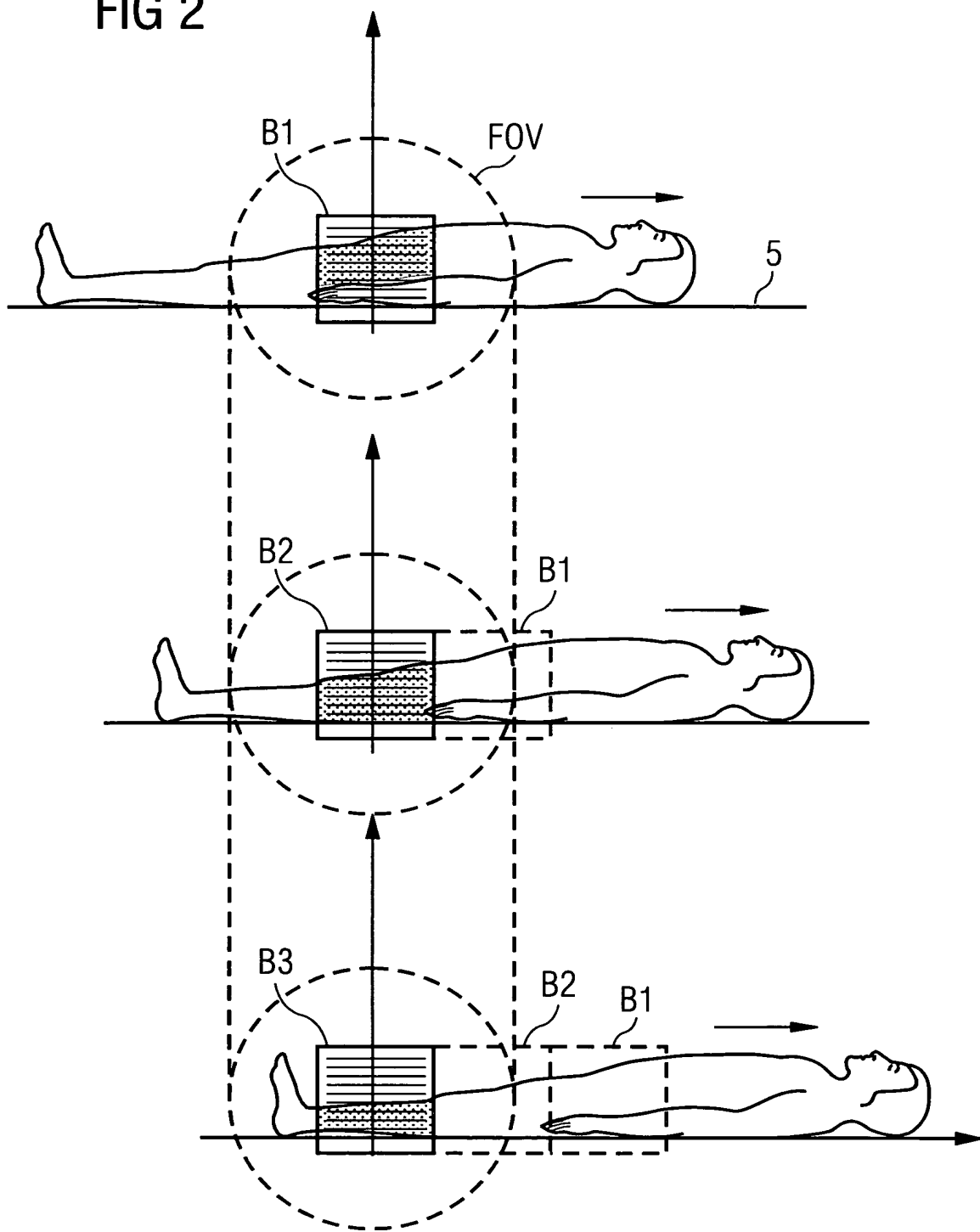


FIG 3

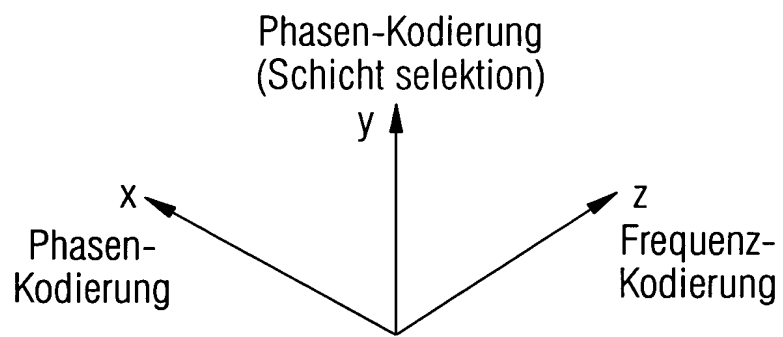
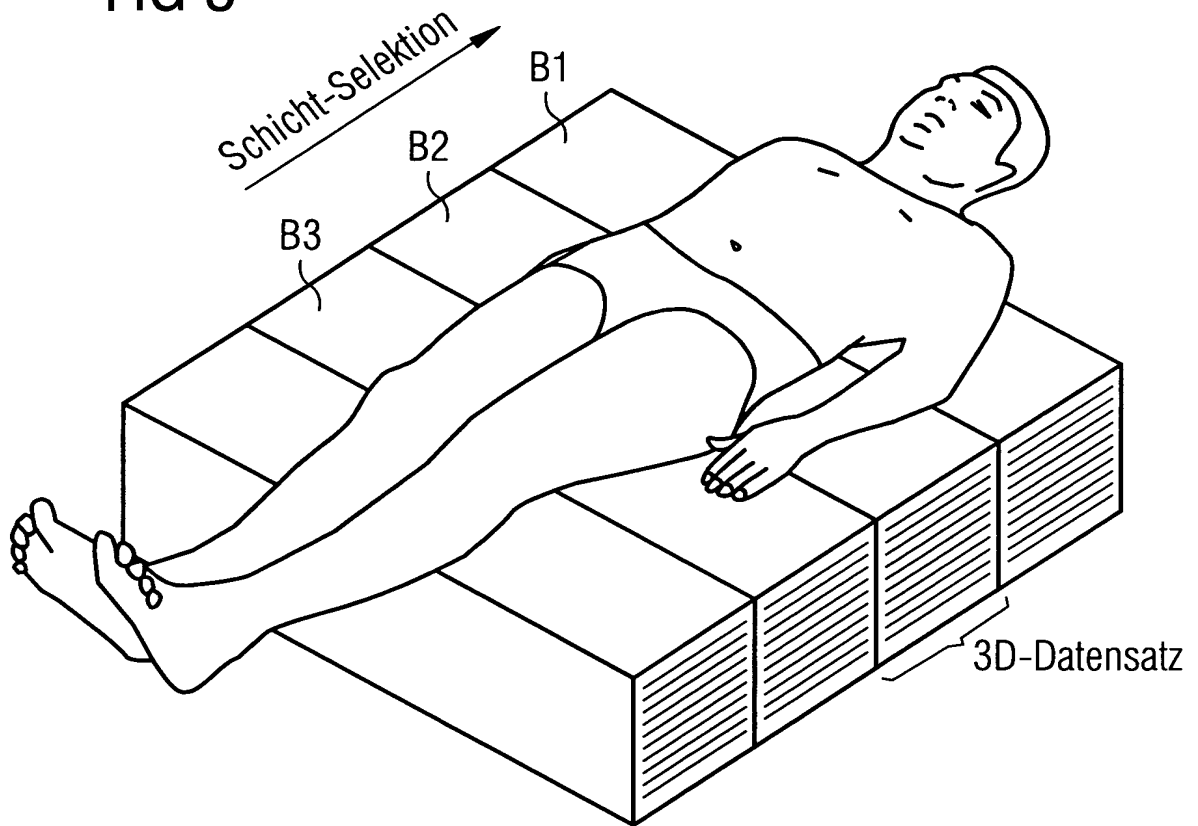


FIG 4

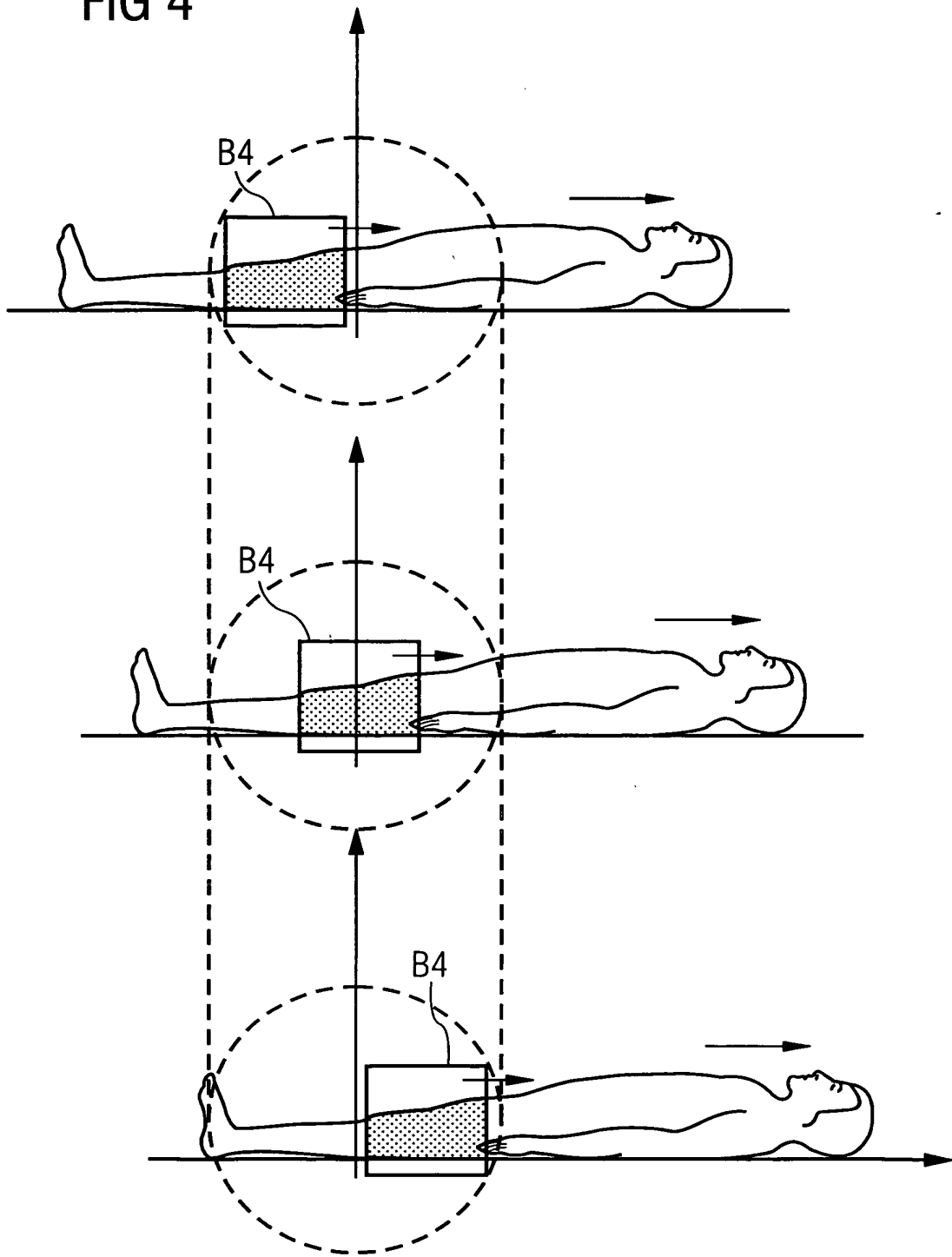


FIG 5

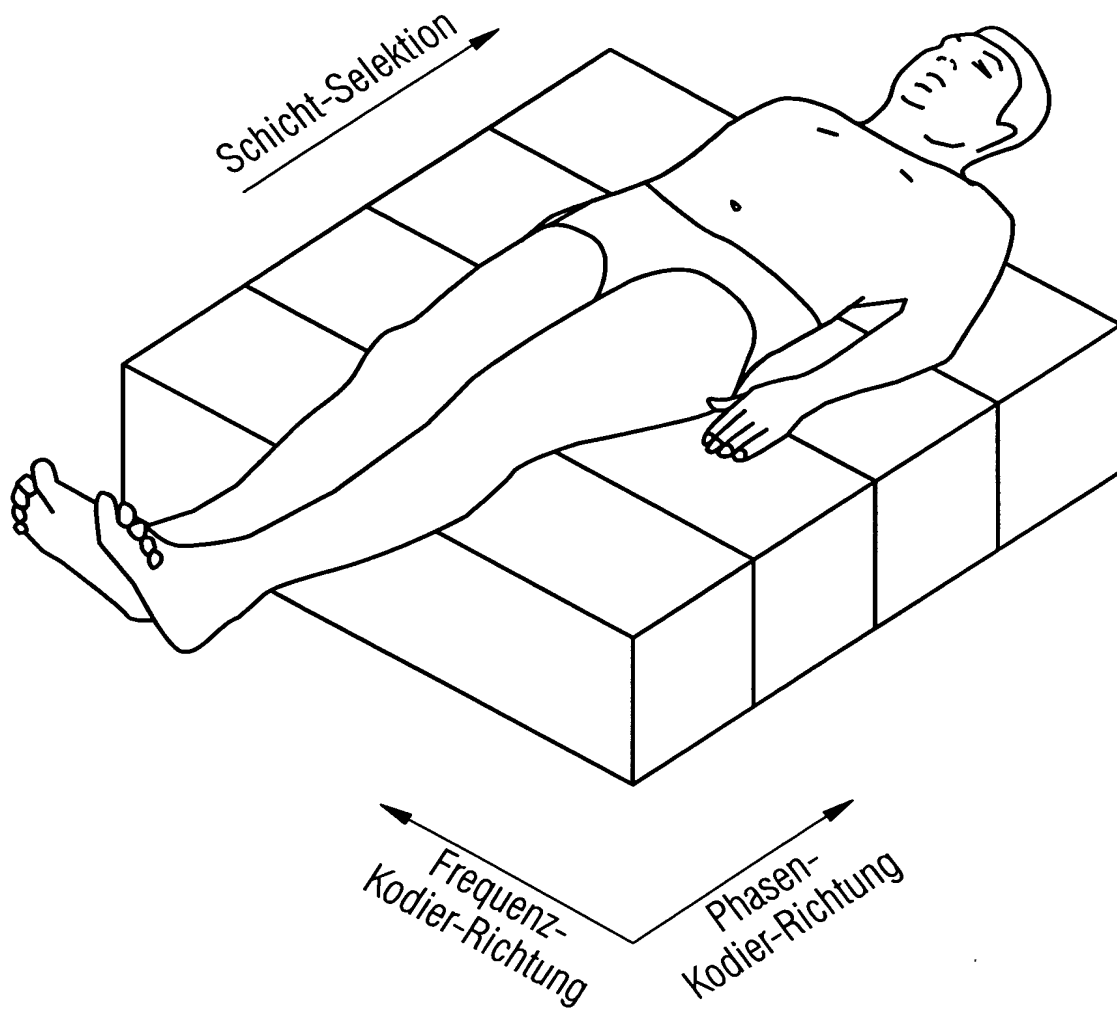




FIG 6

